

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant(s): NEMOTO, et al.  
Serial No.: Not yet assigned  
Filed: January 28, 2004  
Title: SUPER CONDUCTIVE MAGNET APPARATUS  
Group: Not yet assigned

LETTER CLAIMING RIGHT OF PRIORITY

Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

January 28, 2004

Sir:

Under the provisions of 35 USC 119 and 37 CFR 1.55, the applicant(s) hereby claim(s) the right of priority based on Japanese Patent Application No.(s) 2003-021294, filed January 30, 2004.

A certified copy of said Japanese Application is attached.

Respectfully submitted,

ANTONELLI, TERRY, STOUT & KRAUS, LLP



---

Melvin Kraus  
Registration No. 22,466

MK/alb  
Attachment  
(703) 312-6600

日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日                      2003年 1月30日  
Date of Application:

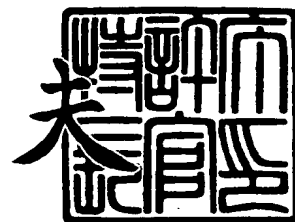
出願番号                      特願2003-021294  
Application Number:  
[ST. 10/C]:                      [JP 2003-021294]

出願人                      株式会社日立製作所  
Applicant(s):

2003年10月28日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今井康夫



出証番号    出証特2003-3088774

【書類名】 特許願

【整理番号】 1502005571

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 H01L 39/04

【発明者】

    【住所又は居所】 茨城県土浦市神立町 5 0 2 番地 株式会社 日立製作所  
                                機械研究所内

    【氏名】 根本 武夫

【発明者】

    【住所又は居所】 茨城県日立市幸町三丁目 1 番 1 号 株式会社 日立製作  
                                所 原子力事業部内

    【氏名】 渡邊 洋之

【特許出願人】

    【識別番号】 000005108

    【氏名又は名称】 株式会社 日立製作所

【代理人】

    【識別番号】 100075096

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 作田 康夫

    【電話番号】 03-3212-1111

【手数料の表示】

    【予納台帳番号】 013088

    【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

    【物件名】 明細書 1

    【物件名】 図面 1

    【物件名】 要約書 1

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超電導磁石

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

液体ヘリウムを収納するヘリウム容器と、このヘリウム容器と超電導コイルを収納するシールドと、このシールドを収納する真空容器と、真空容器から超電導コイルを支持固定する荷重支持体を備えた超電導磁石において、

ヘリウム容器と熱的に接続された高剛性の強度部材に前記超電導コイルを設置し、前記強度部材と真空容器を前記荷重支持体で連結したことを特徴とする超電導磁石。

【請求項 2】

液体ヘリウムを収納するヘリウム容器と、このヘリウム容器と超電導コイルを収納するシールドと、このシールドを収納する真空容器と、真空容器から超電導コイルを支持固定する荷重支持体を備えた超電導磁石において、

高剛性の強度部材が真空容器に荷重支持体で支持固定され、前記強度部材にヘリウム容器と超電導コイルを熱的に接続したことを特徴とする超電導磁石

【請求項 3】

請求項第 1 項又は第 2 項記載の超伝導磁石において、超電導コイルのうち、少なくとも 1 個は強度部材が巻枠を兼用していることを特徴とする超電導磁石。

【請求項 4】

請求項第 3 項記載の超電導磁石において、荷重支持体の一部が液体ヘリウムに浸されていることを特徴とする超電導磁石。

【請求項 5】

請求項第 3 項記載の超電導磁石において、荷重支持体の一部が液体ヘリウムで浸された部分の材質はオーステナイト系のステンレス鋼であることを特徴とする超電導磁石。

【請求項 6】

請求項第 1 項から第 5 項のいずれか 1 項に記載の超電導磁石において、超電導磁石の外周に磁気シールドを備えたことを特徴とする超電導磁石。

**【請求項 7】**

請求項第 1 項から第 6 項のいずれか 1 項に記載の超電導磁石において、少なくとも 1 個の超電導コイルが強度部材と着脱可能な構造であることを特徴とする超電導磁石。

**【請求項 8】**

請求項第 7 項に記載の超電導磁石において、強度部材と超電導コイル構成部材の一部にネジ機構を設けたことを特徴とする超電導磁石。

**【請求項 9】**

請求項第 8 項記載の超電導磁石において、強度部材の材質が、オーステナイト系のステンレス鋼であることを特徴とする超電導磁石。

**【請求項 10】**

請求項第 7 項に記載の超電導磁石において、強度部材と着脱可能な超電導コイルの巻枠との接触部にそれぞれ凹凸形状を設けたことを特徴とする超電導磁石。

**【請求項 11】**

請求項第 7 項に記載の超電導磁石において、着脱可能な超電導コイルの巻枠にボルト用の台座を設けて強度部材とボルト締結する超電導磁石。

**【請求項 12】**

請求項第 1 項又は第 2 項に記載の超電導磁石において、荷重支持体と接合した強度部材に液体ヘリウムを導く溝を設けたことを特徴とする超電導磁石。

**【請求項 13】**

請求項第 1 項から第 12 項のいずれか 1 項に記載の超電導磁石において、この超伝導磁石が MRI 装置に利用されていることを特徴とする超電導磁石。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は超電導磁石の冷却構造に関するものである。

**【0002】****【従来の技術】**

超電導磁石の支持構造に関する従来技術としては、例えば特開平 10-400

9号公報に記載されているように、ヘリウム容器内部に取付けられた超電導コイルをヘリウム容器内部の複数のリブでヘリウム容器に支持固定している。

このヘリウム容器は、真空容器とヘリウム容器間の荷重支持体で支持固定されている。

#### 【0003】

この従来技術に記載された超電導磁石は、磁気浮上列車に利用されるため、軽量化が要求されるため超電導コイルの支持は、板状のリブで固定されており超伝導磁石については剛性が低い。

尚、この従来技術は、ヘリウム容器1個につき超電導コイル1個を冷却する冷却構造となっている。

#### 【0004】

ところで、超伝導磁石の応用製品として、例えば、オープン型MRIが上げられる。オープン型とは、従来、円筒形状の超電導磁石だったのに対し、二つのスプリット形リング状超電導磁石の間に人体を入れて診療するものであるため、患者の視界が閉鎖的であった従来型に比べて、オープン型ゆえに、超電導磁石以外の視界が見えることから開放的であり患者に好評である。

#### 【0005】

このMRIは、低磁場より高磁場の方が画像の解像度が高いことから、これからのMRI用超電導磁石には高磁場化が望まれている。高磁場を発生する磁石では、鉛直方向に100トンの荷重が超電導磁石に加わる。

また、特開2001-77434号公報の超伝導磁石装置では、冷却構造として超電導コイルの上板にヘリウム容器を設置している。

#### 【特許文献1】

特開平10-4009号公報

#### 【特許文献2】

特開2001-77434号公報

#### 【0006】

#### 【発明が解決しようとする課題】

上記従来技術の超電導磁石は、複数個のリブで超電導コイルを支持しているた

め、支持構造が複雑になるばかりではなく、製造コストがかかる欠点がある。

【0007】

また、MRIのように、高磁場が要求される装置では、その磁気力によってコイル自身に変形する可能性がある。

【0008】

本発明の目的は、高磁場を発生する超電導磁石における超電導コイルの磁気力による歪みを押さえた超電導磁石を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記目的は、液体ヘリウムを収納するヘリウム容器と、このヘリウム容器と超電導コイルを収納するシールドと、このシールドを収納する真空容器と、真空容器から超電導コイルを支持固定する荷重支持体を備えた超電導磁石において、ヘリウム容器と熱的に接続された高剛性の強度部材に前記超電導コイルを設置し、前記強度部材と真空容器を前記荷重支持体で連結したことにより達成される。

【0010】

また、上記目的は、液体ヘリウムを収納するヘリウム容器と、このヘリウム容器と超電導コイルを収納するシールドと、このシールドを収納する真空容器と、真空容器から超電導コイルを支持固定する荷重支持体を備えた超電導磁石において、高剛性の強度部材が真空容器に荷重支持体で支持固定され、前記強度部材にヘリウム容器と超電導コイルを熱的に接続したことにより達成される。

【0011】

また、上記目的は、超電導コイル内、少なくとも1個は、強度部材が巻枠を兼用していることにより達成される。

【0012】

また、上記目的は、荷重支持体の一部が液体ヘリウムで浸された部分の材質はオーステナイト系のステンレス鋼であることにより達成される。

【0013】

また、上記目的は、超電導磁石の外周に磁気シールドを備えたことにより達成される。

## 【0014】

また、上記目的は、少なくとも1個の超電導コイルが強度部材と着脱可能な構造であることにより達成される。

## 【0015】

また、上記目的は、強度部材と超電導コイル構成部材の一部にネジ機構を設けたことにより達成される。

## 【0016】

また、上記目的は、強度部材の材質が、オーステナイト系のステンレス鋼であることにより達成される。

## 【0017】

また、上記目的は、強度部材と着脱可能な超電導コイルの巻枠との接触部にそれぞれ凹凸形状を設けたことにより達成される。

## 【0018】

また、上記目的は、着脱可能な超電導コイルの巻枠にボルト用の台座を設けて強度部材とボルト締結することにより達成される。

## 【0019】

また、上記目的は、荷重支持体と接合した強度部材に液体ヘリウムを導く溝を設けたことにより達成される。

## 【0020】

また、上記目的は、超電導磁石がMRI装置の超電導磁石として利用されていることにより達成される。

## 【0021】

## 【発明の実施の形態】

以下、本発明の一実施例を図に従い順じ説明する。

図1は、MRI用超電導磁石の断面図である。

図2は、図1に示したMRI用超電導磁石のC-C断面図である。

図1において、超電導磁石のメインコイル1は巻枠2に巻付けられて設置している。3は、強度部材でステンレス鋼やアルミ合金でできており、超電導磁石のサブコイル4の巻枠2も兼ねている。



## 【0022】

超電導磁石は、リング状の超電導サブコイル4を内側に、リング状の超電導メインコイル1を外側に取付けている。この超電導磁石はこのような二重のリング状の超電導コイル1、4を上下に配置した構成でできている。上下の二重リング状の超電導コイル1、4で形成された空間は、高磁場で均一な磁界が形成される。また、この空間は、患者の検査部を入れる所でも有り、人体が入れる程度の広さが必要となっている。

## 【0023】

ここに示した超電導メインコイル1は、着脱できるものである。巻枠2を兼用した強度部材3に複数の巻枠を取付けても、複数の超電導コイルを巻付けることは難しい。このため、強度部材3は1個の巻枠を設けて、一体物として形成している。

超電導サブコイル4は、巻枠を兼用している強度部材3に巻付けられている。一方の巻枠2に設置された超電導メインコイル1は、巻枠2をバインダー5とボルト6によって強度部材3に締結されている。

## 【0024】

7は、液体ヘリウムで、超電導メインサブコイル1、4を冷却するものである。液体ヘリウム7を溜めているヘリウム容器は、強度部材3とカバー8で形成されている。

図1と図2の場合、上部、下部の強度部材3に対し、液中支持体9、低温支持体10をそれぞれ12個使用している。液中支持体9端部は、強度部材3に取付けられ、他の端部はカバー8と溶接されている。低温支持体10は、液中支持体9の端部と取付け部材11によって連結され、他の端部は真空容器12と連結されている。シールド13はヘリウム容器を形成するカバー8、液中支持体10、強度部材3、そして、超電導メインコイル1、超電導サブコイル4、一部の低温支持体10を包み込むものである。シールド13の材質は輻射率の小さな材質が良く、アルミニウム等が使用されている。

## 【0025】

図1と図2には開示していないが、シールド13の外周にアルミ蒸着されたフ

イルムを積層した積層断熱材を巻き付けている。この積層断熱材は、シールドへの輻射侵入熱を防止する手法として良く用いられている。

低温支持体 10 とシールド 13 の接合部にはサーマルアンカー 14 を取付け、低温支持体の中間の温度を低温に冷却することで、低温支持体 10 から液中支持体または液体ヘリウムへの侵入熱を軽減している。

#### 【0026】

また、図 1 と図 2 に開示していないが真空容器 12 の最上部と最下部に磁気シールドを取付けることが多い。この理由は、MRI 装置は病院で一般に使用されるため、磁場が MRI を設置した場所以外にまで磁場がもれると、病院の検査装置及びモニターその他の装置に悪い影響を及ぼすため磁気シールドが必用である。

#### 【0027】

この磁気シールドと超電導メインコイル 1 と超電導サブコイル 4 間に磁気力が作用する。この磁気力は、超電導磁石の発生磁界が高いほど大きくなる。

例えば、1.0 テスラ以上の磁界を得るには、超電導コイル 1、4 で鉛直方向に約 100 トンの力がかかる。この荷重を超電導コイルの卷枠 2 のみで支えるには卷枠 2 を大きくする必要がある。また、複数個の超電導コイルに個々のヘリウム容器を設置することは冷却構造が複雑であるばかりではなく製造部品も増え、かつ、製造コストが高くなってしまう。

#### 【0028】

このため、超電導コイルの卷枠を兼用した強度部材 3 を検討した結果、強度部材 3 のたわみ量  $v$  の概算値は、ヤング率  $E$ 、単位長さ当りの荷重  $w$ 、支持体の間隔  $L$ 、そして断面 2 次係数  $I$  から式 (1) で算出できる。

$$v = \frac{5wL^4}{384 \cdot E \cdot I}$$

(1)

#### 【0029】

強度部材 3 の断面二次係数  $I$  は、この断面の形状寸法によって決定される。

例えば、断面が長方形であれば荷重方向の長さの 3 乗とそれと直角方向の長さ

の1乗に比例して断面二次係数は増える。図1の場合、断面二次係数を増やそうとすれば、超電導メインコイル1の巻枠3と液体ヘリウム7間の強度部材長さを長くすれば鉛直方向の磁気力によるたわみ量は小さくできる。

しかしながら、この強度部材の長さを長くすれば、伝導による熱抵抗が大きくなり、超電導コイルが臨界温度以上に高温になる可能性があるため制限がある。

#### 【0030】

たわみ量を小さくする他の手法は、強度部材3と真空容器12間を連結している液中支持体9と低温支持体10の本数を増やすことで式(1)のLを小さくすることができるため、たわみ量を小さくすることができる。

#### 【0031】

上部と下部の超電導メインコイル1は、強度部材3の方向に磁気力が働くため、超電導メインコイル1の巻枠2が強度部材3を押し付ける面圧が上がる。

この面圧は、巻枠2と強度部材3間の接触熱コンダクタンスを増大させるために有利に働く。バインダー5のボルト6を締め付けて、この面圧を上げてても同じ効果が得られる。

さらに、強度部材3と接する巻枠2の表面に高熱伝導率で柔らかいシート及びグリースを取付けることで接触熱コンダクタンスを上げることができる。この接触熱コンダクタンスは、図1と2に示した間接伝導冷却の場合、超電導メインコイル1の初期冷却時間を短縮すること、超電導メインコイル1が発熱したときの冷却のために重要である。

#### 【0032】

図1と図2には超電導コイル全部で4個の場合を開示したが、2個以上であっても問題なく適応できる。

#### 【0033】

全部で超電導コイルが2個の場合、強度部材と一体になっている巻枠に超電導コイルを取付けた方が接触熱コンダクタンスの問題が除外されるので冷却には有利になる。超電導コイル1、4の巻枠2と強度部材3の材質を異種のものにするため、超電導コイル1、4の巻枠2を着脱方式にしてもよい。

#### 【0034】

以上、これまで説明してきたように、強度部材 3 に超電導コイル 1、4 を取付けること、及びこの強度部材 3 を真空容器 12 に複数の支持体 9、10 で支持固定することで、簡素で、製作コストの少ない超電導冷却構造ができる。

#### 【0035】

図 2 について説明する。15 は液体ヘリウム 7 を溜めておく液溜である。16 は、液溜 15 から強度部材 3 とカバー 8 によって形成されたヘリウム容器に液体ヘリウム 7 を導く連結管である。17 は、液体ヘリウムを供給するための注液ポートで、18 は吐出ヘリウムガスを大気中に放出することと、ガス放出を開閉する働きがある吐出バルブである。

#### 【0036】

19 と 20 は、小型ヘリウム冷凍機の高温ステージと低温ステージである。高温ステージ 19 は、約 70K で 70W、低温ステージ 20 は約 4K で 1W の冷却性能がある。

最近開発が進んでいるパルス管ヘリウム冷凍機の場合、真空容器 12 内部を開けることなくメンテナンスができること、真空容器 12 内部に設置された冷凍機 19、20 に動く部分がないので、振動による騒音が小さいこと、真空容器に振動を与えないので鮮明な画質が選られること、さらに、真空容器 12 に設置された部分は磁気的影響を受けない等のメリットがあり MRI 用超電導磁石の冷凍機として最適である。

#### 【0037】

冷凍機として、GM（ギホード・マクマホン）型や他の小型ヘリウム冷凍機を使用する場合、磁気的な配慮をすれば問題なく使用することは可能である。21 は小型ヘリウム冷凍機用のコンプレッサーである。

#### 【0038】

22 は低温ステージで発生した冷却熱を液溜 16 上部のガス中に運んで、ガスを再液化するための熱交換器である。高温ステージ 19 は、シールド 13 と熱的に接続されており、高温ステージ 19 の冷却熱でシールド 13 全体を冷却している。

#### 【0039】

23は、液溜15の上部から液溜13周りのシールドに熱的に接触されて、真空容器12の内部から外部の大気中に伸びたガス配管である。冷凍機が停止した場合、このガス配管は、蒸発したガスの顕熱でシールド13を冷却するためのものである。24は、冷凍機の運転が再開された場合、大気が液溜15中に入らないための逆止弁である。

#### 【0040】

このように、図1に示した超電導コイル1、4を冷却する液体ヘリウムは液溜15から補給される。また、強度部材3、超電導コイル1、4が受けた熱は、液体ヘリウム7の蒸発潜熱で奪い取る。したがって、超電導コイル1、4は、臨界温度以下に維持されるので常に安定に運転される。蒸発したガスは、熱交換器22で再液化されるので、液の再補給はほとんど要らなくなる。冷凍機によって約40Kから80Kに維持されているシールド13は、低温支持体10から液体ヘリウム温度に流れる伝導熱を低減している。

#### 【0041】

このように、熱の流れは循環しているので、液体ヘリウムの補給はほとんど要らない。

#### 【0042】

図3は、図1と図2に示した超電導磁石の周りに、鉄板で包囲した磁気シールド25を示したものである。先に説明した様に、一般の病院では、MRIの超電導磁石に磁気シールド25が取付けられている。

#### 【0043】

図4は、本発明の他の実施例を示す超電導磁石の断面図である。

図4において、図1と異なる点は、超電導メインコイル1と超電導サブコイル4の取付けが異なっている点である。

図5は、その異なった部分の拡大斜視図である。

図4、図5において、強度部材3に超電導メインコイル1と超電導サブコイル4を取付けるため、ネジ26加工が施されている。図1と図2に示したバインダー5とボルト6で巻枠2を固定するには、多数のボルト6とバインダー5が必要で、ボルト6を締めるための作業時間が長くなってしまふ。

そこで、卷棒 2 と強度部材 3 にネジ加工をしておけば、卷棒 2 を回転させるだけで卷棒 2 を強度部材 3 に固定することができる。この手法は、部品点数が少なくて済むこと、組立時間を短縮できることから、超電導磁石を安く製作できる利点がある。

#### 【0044】

図 6 は、本発明の他の形態図で、強度部材 3 の拡大断面図である。

図 6 において、図 1 と異なる点は、バインダー 5 をなくす代わりに卷棒 2 にボルト 6 を取付ける台座を設けた点である。

着脱可能な超電導コイルの卷棒 2 と強度部材 3 の接触熱コンダクタンスの重要性については先に記したとおりで、予め着脱する卷棒 2 に機械加工を施して組立精度を上げることで接触熱コンダクタンスを上げることができる。

#### 【0045】

卷棒 2 の凹部 28 と強度部材の凸部 29 を設けることは、組立精度を上げると共に、凹凸部分を強調することで、接触部分であることを組立作業者に知らせることができる。

#### 【0046】

以上の如く、図 1 から図 6 までは超電導コイルと液体ヘリウムが直接接触しないで冷却する超電導磁石の伝導冷却構造について述べた。

#### 【0047】

図 7 と図 8 は、本発明の他の実施例を示すものであって、液体ヘリウム 7 と超電導メインコイル 1 と超電導サブコイル 4 が直接接触する浸漬冷却するタイプである。

#### 【0048】

図 7 は、強度部材 3 周りの拡大図である。

図 7 において、超電導メインコイル 1 と超電導サブコイルを液体ヘリウム 7 で浸すため、強度部材 3 と液カバー 30 でヘリウム容器を構成したものである。超電導メインコイル 1 と超電導サブコイル 4 そして強度部材の構成は、図 6 と変わらない。

低温支持体 10 は、強度部材 3 に取付けるため取付け部材 11 を介して取付け

られている。取付け部材 11 は、強度部材 3 にボルト締結して固定した。液体ヘリウムで超電導コイルを冷却するには沸騰冷却を利用する。

#### 【0049】

液体ヘリウムの飽和温度は大気圧で 4.2K であること。超電導コイルの線材がニオブ・チタンである場合、臨界温度が約 8K であり、液体ヘリウムとの温度差が 3.8K と大きい。また、超電導コイル 1、4 の表面温度が液体ヘリウム 7 より 1K 高い場合、 $1\text{m}^2$  当り 10kW の熱を奪うことができる。従って、伝導冷却より冷却効率は高い利点がある。低温支持体 10 からの熱が入っても、液体ヘリウム 7 で熱を取り去ることができるので、超電導メインコイル 1、超電導メインコイル 4 に熱的な外乱を与えることがない。ただし、浸漬冷却では、沸騰蒸発したガスが、上部に上昇し、滞留することなく液溜に常に流れるよう配慮した冷却構造が必要となる。

#### 【0050】

図 8 は、強度部材 3 周りの拡大図である。

図 8 が図 7 と異なる点は、液中支持体 9 を用いている点である。

図 7 は下の方から強度部材 3 を支持しているのに対し、図 8 は、上方から強度部材 3 を支持する手法について具体的に示したものであり、その効果は、図 7 と同様に浸漬冷却方式で超電導コイルを冷却するので冷却効率が高くなる。

#### 【0051】

図 9 は、他の実施例を示す磁石断面である。

図 9 において、超電導コイル 1、4、強度部材 3、強度部材 3 とカバー 8 で形成されたヘリウム容器の形状と寸法の制約があつて、低温支持体 10 の取付位置がヘリウム容器から離れている場合に、低温支持体 10 の低温部の熱を廃熱できるように液導入溝を設けた。低温支持体 10 の上部は室温の真空容器に固定されている。低温支持体 10 の室温の伝導熱は、低温支持体 10 長さの中間の位置に熱的に接続されたシールド 13 に流れる。低温支持体 10 とシールドと接続された位置から下方の取付け部材 11 に流れる伝導熱によって、強度部材 3 の温度が上昇することは超電導コイル 1、4 のクエンチを引き起こす可能性がある。強度部材 3 はステンレス鋼であるため、熱伝導率がヘリウム温度で小さい。

**【0052】**

このため、わずかな熱量で強度部材 3 の温度が上昇しやすい。この温度上昇を避けるために、液導入溝 31 を設けている。この液導入溝 31 は、超電導コイル 1、4 にとって加熱部となる低温支持体 10 に合わせた数が必要となる。荷重支持体または低温支持体 10 から強度部材 3 に流れる伝導熱が大きくても、低温支持体 10 の取付部材 11 の温度は常に液体ヘリウム温度に固定されるので、超電導コイル 1、4 は液体ヘリウム温度になっている。つまり、超電導磁石はクエンチなしに熱的に安定した状態で運転できる利点がある。

**【0053】**

以上のごとく、本実施例によれば、高磁場を発生する超電導磁石において、強度部材 3 に超電導コイル 1、4 を取付けることで、磁気力による超電導コイル 1、4 の歪みを小さくできる。

また、強度部材 3 を真空容器 12 に支持固定する荷重支持体 9、10 の本数が少なくできる。複数の超電導コイル 1、4 の中で 1 個は、強度部材 3 と巻枠 2 を兼用しているので部品点数を少なくできる。超電導コイル、4 の巻枠 2 と強度部材 3 の締結をネジ 26 方式にしているので、少ない部品で超電導コイル 1、4 の巻枠 2 を強度部材 3 に固定できる。

着脱可能な超電導コイル 1、4 の巻枠 2 と強度部材 3 と相対する部分に凹 28 凸 29 部を設けることで、巻枠 2 と強度部材 3 との組立が簡単に精度良くできる。

液体ヘリウム 7 と直接接触しない伝導冷却構造の低温支持体 10 は、液中支持体 9 を介して真空容器 12 と強度部材 3 を接合しているので、低温支持体 10 からの熱が液体ヘリウムに放出される。このため、超電導コイル 1、4 は支持体からの熱の影響を受けない。超電導コイル 1、4 が液体ヘリウム 7 に直接接触する浸漬冷却構造においても、強度部材 3 によって電磁力による歪みを緩和できる。

**【0054】**

さらに、間接冷却以上に冷却効率が高いので安定に、クエンチし難い冷却構造となる。以上の効果により、簡単な超電導コイル冷却構造ができ、生産コストを安くできる効果がある。



## 【0055】

## 【発明の効果】

本発明によれば、高磁場を発生する超電導磁石における超電導コイルの磁気力による歪みを押さえた超電導磁石を提供できる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【図1】

図1は、MRI用超電導磁石断面図である。

## 【図2】

図2は、図1のC-C断面を示したMRI用超電導磁石断面図である。

## 【図3】

図3は、磁気シールドで覆ったMRI用超電導磁石の鳥瞰図である。

## 【図4】

図4は、他の発明であるMRI用超電導磁石断面図である。

## 【図5】

図5は、図4の強度部材周りの拡大図である。

## 【図6】

図6は、他の実施例を備えた強度部材周り拡大図である。

## 【図7】

図7は、他の実施例を備えた強度部材周り拡大図である。

## 【図8】

図8は、他の実施例を備えた強度部材周り拡大図である。

## 【図9】

図9は、他の実施例を備えた強度部材周り拡大図である。

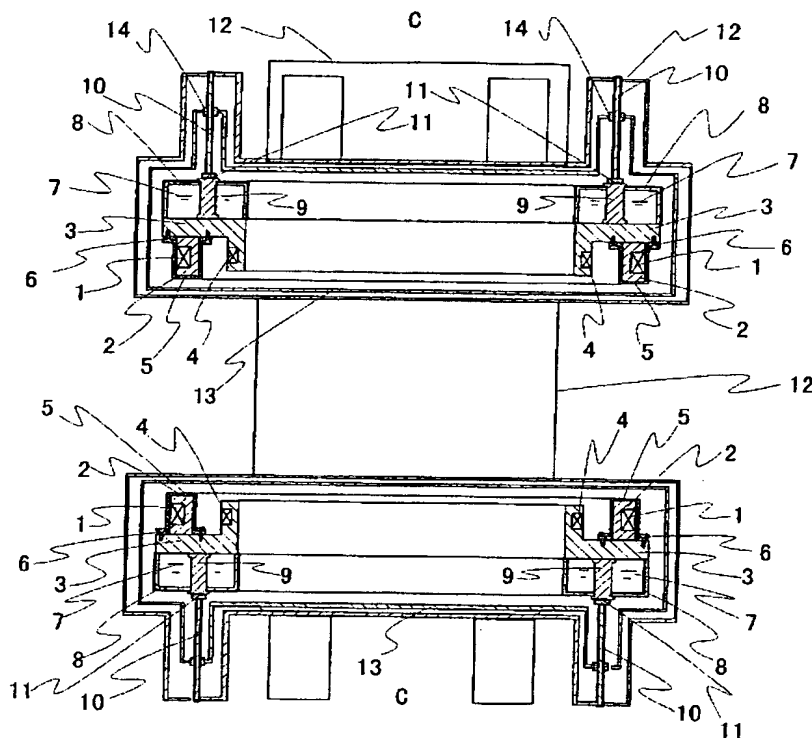
## 【符号の説明】

1…超電導メインコイル、2…巻枠、3…強度部材、4…超電導サブコイル、7…液体ヘリウム冷凍機、9…液中支持体、10…低温支持体、12…液体ヘリウム、13…シールド、15…液溜、19…高温ステージ、20…低温ステージ、22…熱交換器、25…磁気シールド、26…ネジ、27…台座。

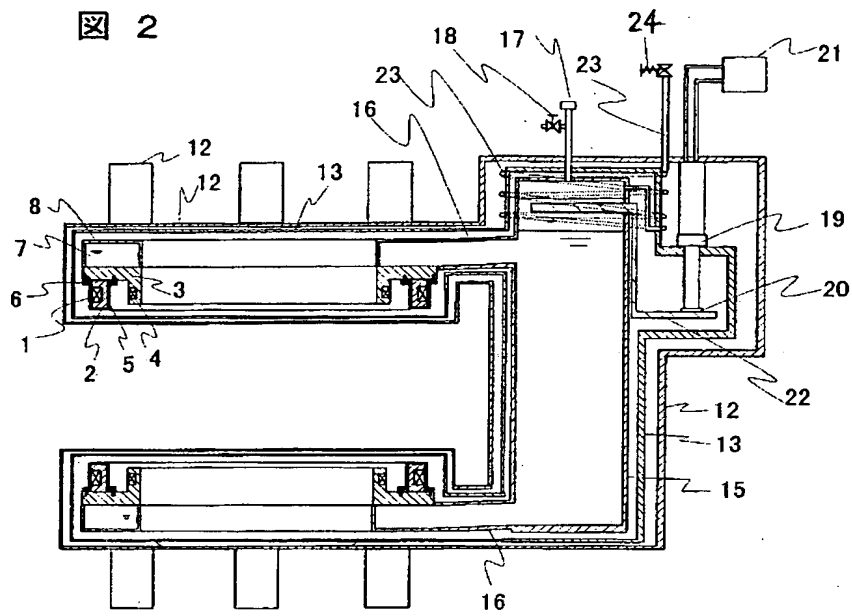
【書類名】 図面

【図 1】

図 1

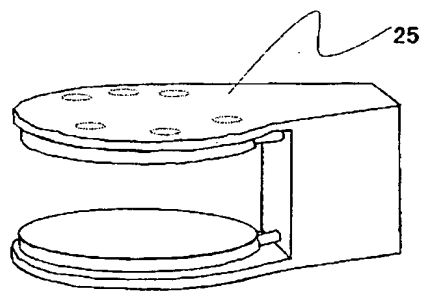


【図 2】



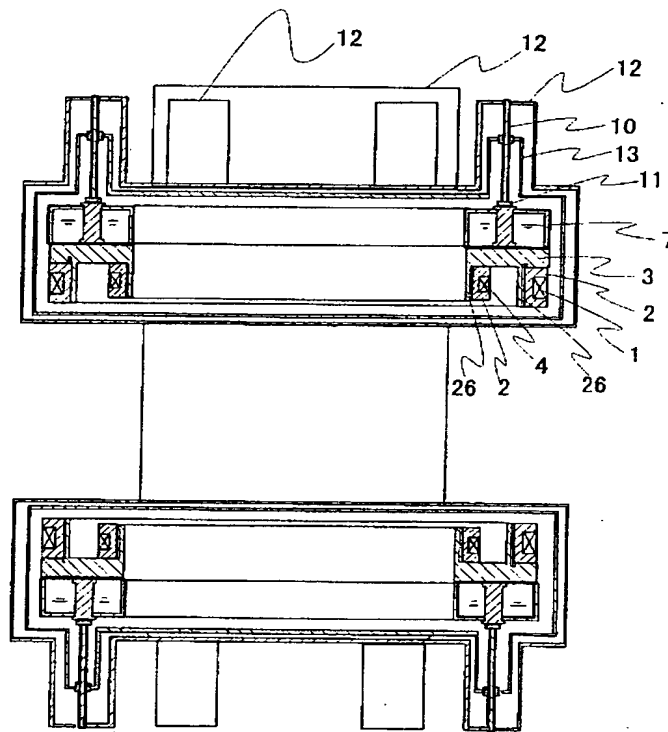
【図 3】

図 3

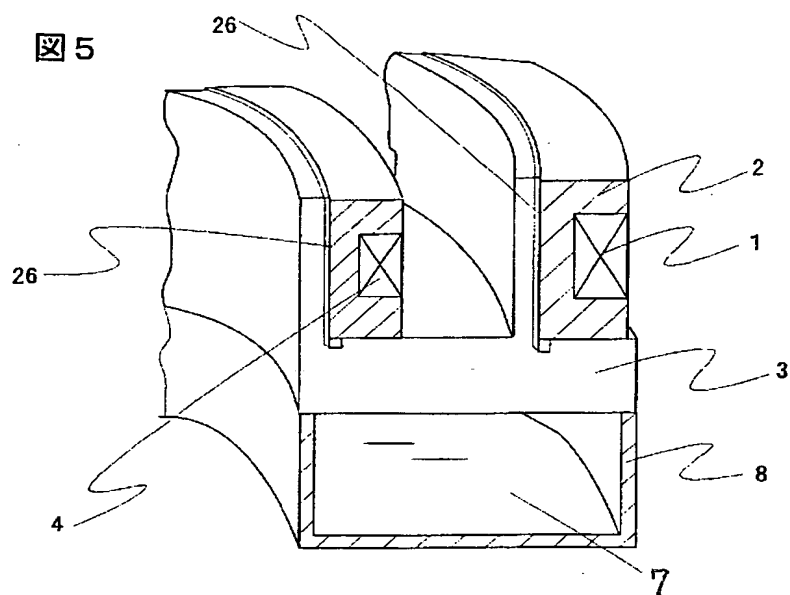


【図 4】

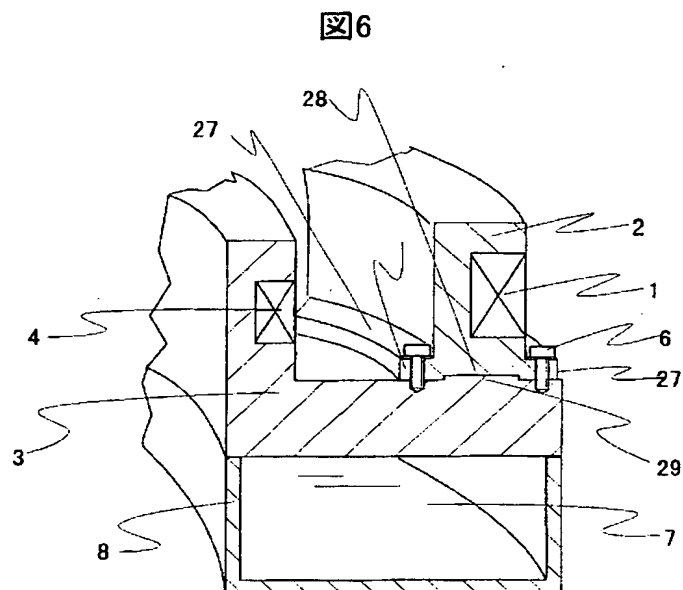
図 4



【図 5】

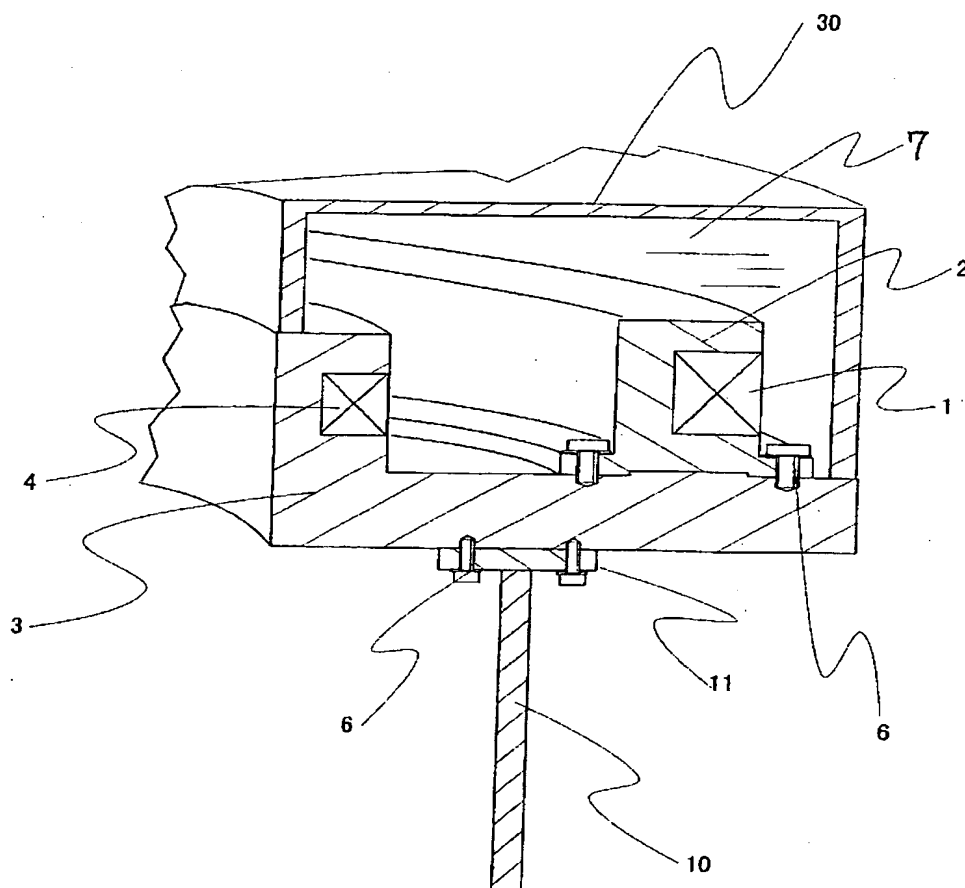


【図 6】

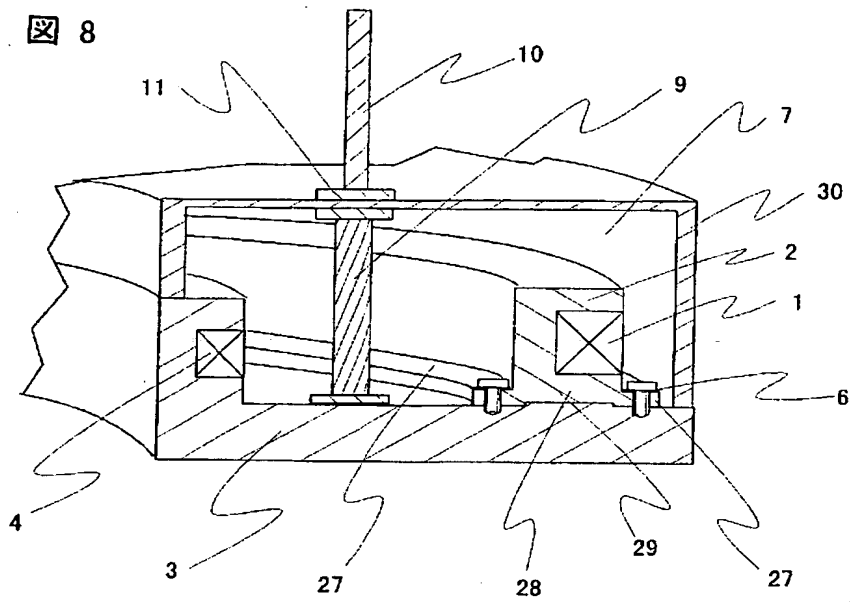


【図 7】

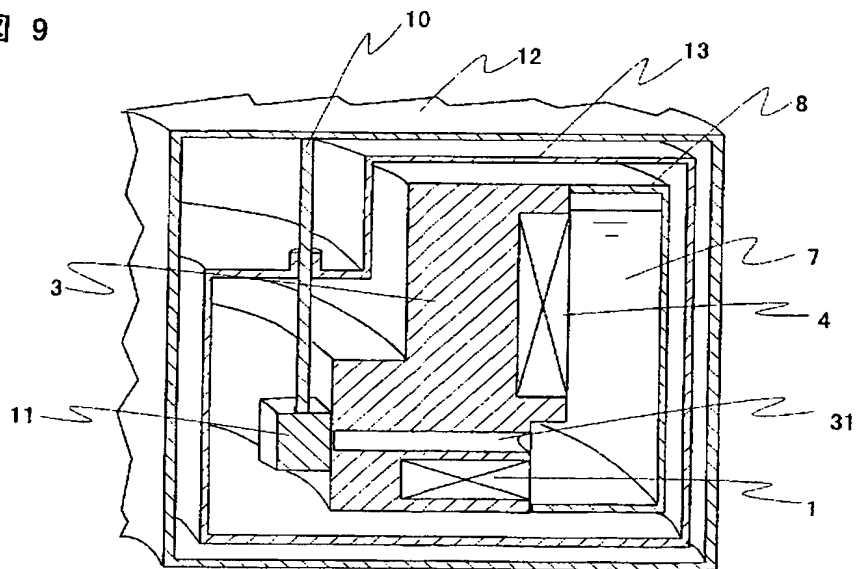
図 7



【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】

本発明の課題は、高磁場を発生する超電導磁石において、生産コストを安くし、超電導コイル 1、4 の磁気力による歪みを小さくできる超電導磁石の冷却構造を提供することにある。

【解決手段】

高磁場を発生する超電導コイルを高剛性の強度部材 3 で固定し、その強度部材 3 を真空容器 12 に荷重支持体 9、10 で支持固定する。超電導コイル 1、4 に加わる電磁力は強度部材 3 が受け持つことで、超電導コイルに生ずるひずみを緩和することができる。

【選択図】 図 1



認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2 0 0 3 - 0 2 1 2 9 4
受付番号	5 0 3 0 0 1 4 3 7 2 0
書類名	特許願
担当官	第五担当上席 0 0 9 4
作成日	平成 1 5 年 1 月 3 1 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】	平成15年 1月30日
-------	-------------

次頁無

特願 2 0 0 3 - 0 2 1 2 9 4

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 0 0 5 1 0 8 ]

1. 変更年月日  
[変更理由]

1 9 9 0 年 8 月 3 1 日  
新規登録

住 所  
氏 名

東京都千代田区神田駿河台 4 丁目 6 番地  
株式会社日立製作所